

碩士學位論文

초음파 진단기의 설정 변수가 영상
의 질에 미치는 효과



濟州大學校 大學院

醫工學協同科程

梁 禎 華

2007年 12月

초음파 진단기의 설정 변수가 영상 의 질에 미치는 효과

指導教授 崔 玟 柱

梁 禎 華

이 論文을 工學 碩士學位 論文으로 提出함

2007年 12月

梁禎華의 工學 碩士學位 論文을 認准함

審査委員長 _____ 印

委 員 _____ 印

委 員 _____ 印

濟州大學校 大學院

2007年 12月

국문요약

초음파 진단기의 설정은 영상의 질에 영향을 준다. 초음파 시술자는 최적의 영상을 얻기 위해 초음파 영상의 질에 영향을 주는 설정 변수에 대한 효과를 이해해야 한다. 본 연구에서는 4가지 대표적인 영상 조절 변수 즉 TGC (Time Gain Control), 이득 (Gain), 주파수 (Frequency), DR(Dynamic Range)를 고려하였다. 초음파 영상의 질은 LCS (Low Contrast Sensitivity) 관점에서 정량적으로 비교 평가하였다. 실험은 임상용 초음파 진단기(SA-9000 PRIME, Medison, Korea)를 사용하여 초음파 평가 phantom(539, ATS, USA)의 LCS target을 영상화하였다. 영상 조절 변수의 설정을 변화하면서, 각 설정에 대한 6개의 LCS 영상(+15dB, +6dB, +3dB, -3dB, -6dB, -15dB)을 취득하고, 영상에 대한 LCS 값 즉 영상의 대조도를 계산하였다. 실험 결과 TGC가 최대, Gain은 중간에서 최대사이, 주파수가 pen 모드, DR이 40-66dB일 때 target 영상(LCS)의 평균 픽셀 값이 높았다. 모든 target 영상에서 DR이 40-66dB일 때 target 영상의 대조도 (LCS)가 높게 나타났다. 모든 target 영상에서 DR이 40dB 일 때에 LCS가 좋은 영상을 얻었다. 본 결과는 임상에서 잘 발견되는 고풍성 병변 (+15, +6, +3dB target과 유사) 또는 낭종성 병변 (-15, -6, -3dB target과 비슷)이 있는 종괴를 진단할 때 초음파 진단기의 영상 조절 변수 설정에 유용한 정보를 제공할 것으로 기대된다.

핵심 단어: 초음파영상, 설정변수, DR(Dynamic Range), LCS(Low Contrast Sensitivity), 고풍성 병변, 낭종성 병변

목 차

국문요약	i
목차	ii
I. 서론	
1.1 연구 배경	1
1.2 연구 목적	2
II. 연구 내용 및 방법	
2.1 실험 장치	3
2.2 설정변수	3
2.3 Phantom영상	4
2.4 영상의 평가	4
III. 결과	
3.2.1 TGC의 효과	11
3.2.2 이득의 효과	12
3.2.3 주파수 효과	12
3.2.4 DR의 효과	12
IV. 토의	21
V. 결론	30
그림 목록	31
참고문헌	34
영문요약	36



I. 서론

1.1 연구 배경

초음파 검사는 안전하고 간편하며 상대적으로 경제적이기 때문에 1차적인 진단 기기로 널리 이용되고 있다. 초음파 검사의 정확성은 초음파 시술자의 주관적인 진단 기술에 의존한다. 따라서 개인의 능력에 따른 편차를 최소화하기 위해 영상을 얻는 과정에서 최적의 영상을 얻을 수 있도록 해야 한다.

초음파 영상의 질을 좌우하는 요소는 많다. 초음파 진단기기의 사용자 입장에서, 초음파 시술자는 영상을 얻는 과정에 진단기 변수의 설정에 따른 영상의 특성 변화를 파악하고 있어야 한다. 예를 들어 초음파 진단기의 TGC (Time Gain Control), 이득 (Gain), 주파수 (Frequency), DR (Dynamic Range) 등이 초음파 영상의 질에 어떤 영향을 주는지 이해하는 것은 중요하다.[1][2]

초음파 영상의 질을 향상시키기 위해 초음파 phantom을 사용하여 하모닉 영상, Spatial compound 영상, 주파수 설정 및 DR의 효과는 초음파 QA 측면에서 활발한 연구가 진행되고 있다[1][3][4][5]. 반면, 실제 초음파 진단 과정에서 초음파 시술자에게 필요한 TGC, 이득, 주파수 및 DR이 포함하는 기본 설정 변수가 초음파 영상에 미치는 효과는 아직 체계적으로 연구되지 않고 있는 상태이다.[6] 임상에서 초음파 시술자가 빈번하게 제어하는 영상 설정 변수인 TGC, 이득이 초음파 영상에 미치는 효과를 이해하고 주파수 및 DR을 조절함으로써 일반적으로 사용되고 있는 설정 변수의 조건보다 해상력이 좋은 조건을 설정하는 것은 정확한 초음파 진단을 위해 매우 중요하다.

영상의 질을 평가할 때 진단의 부위 및 목적에 따라 중요시 되는 요소가 다르다. LCS (Low Contrast Sensitivity)는 target과 배경 사이의 visibility를 나타내며, 초음파로 인체 내부를 영상화할 때 각 조직을 식별하는 데 있어 중요한 요소이다. 전형적인 초음파 QA 팬텀이 제공하는 LCS target은 임상적으로 고형성 및 낭종성 병변 조직과 유사하다. 본 연구에서는 초음파 QA에서도 매우 중요한 요소인 LCS target에 대한 초음파 영상에 대해 설정에 따른 초음파 영상의 질을

평가하고자 한다.

1.2 연구 목적

본 연구에서는 영상 설정 변수인 TGC, 이득, 주파수, DR이 초음파 영상에 미치는 효과를 평가하였다. 실험에서 사용된 초음파 영상은 QA Phantom의 LCS (low contrast sensitivity) phantom을 대상으로 취득했으며, 초음파 영상의 질은 LCS (target과 배경 영상의 대조도)의 값을 계산하여 정량적으로 비교 평가하였다.



II. 연구 내용 및 방법

2.1 실험장치

초음파 영상을 얻기 위한 실험 장비로는 메디슨 초음파 진단기 (SA-9000 PRIME, Medison, Korea)와 5-12 MHz Linear Probe를 사용하였다(Figure. 1). 진단기의 설정에 따른 영상의 질을 비교 평가하기 위해 표준 초음파 QA phantom에 대한 영상을 이용하였다. Figure 2는 본 실험에 사용된 초음파 phantom인 ATS Model 539 (USA)이다. 설정 값에 따른 초음파 영상의 질을 비교하기 위해 초음파 QA에서 중요한 항목 중의 하나인 gray-scale target (LCS target)에 대한 영상을 사용하였다. Figure 2에서 보여 주듯이, ATS 539 초음파 QA phantom의 LCS target (Grey scale target group)은 기하학적으로 지름 15mm 원형 구조를 가지며, 배경과의 gray-scale 대조도 (Contrast Ratio)가 +15dB와 -15dB 사이에서 변하는 6가지 (+15, +6, +3, -3, -6, -15dB)로 구성되어 있다.

2.2 설정변수

본 연구에서는 진단기 설정을 조절하는 변수로 TGC (Time Gain Control), 이득 (Gain), 주파수 (Frequency), DR (Dynamic Range)를 선정하였다. TGC (Time Gain Compensation)는 사용자가 진단하려는 이미지의 깊이에 따른 밝기를 조절하는 기능으로 값 조정은 최소, 중간, 최대로 나누어 영상을 얻을 수 있다 (Figure. 3-1).[7] 이득은 이미지의 밝기 (brightness)를 증가시키거나 감소시켜 전체 화상의 밝기를 조절하는 모드로서 최소, 중간, 최대로 영상을 얻을 수 있다(Figure. 3-2).[7] 본 실험에 사용된 linear probe의 주파수는 5에서 12MHz까지의 대역폭 (bandwidth)을 가지고 있고 주파수 설정에서 최소는 pen, 중간은 gen, 최대는 res 모드로 조절할 수 있다(Figure. 3-3).[7] DR (dynamic range)은 이미지의 대조도 (contrast)를 조절하는데 사용되며 메뉴 선택에서 최소 40

부터 최대 170dB 까지 조절하여 영상을 얻을 수 있다(Figure. 3-4).[7] 본 실험에서는, DR을 40, 66, 92, 118, 144, 170dB의 6단계로 구분하였다. 각 영상 설정 변수에 따른 최적의 영상을 얻기 위해 상기의 4가지 조절 변수의 모든 조합에 대해 6가지 대조도(+15, +6, +3, -3, -6, -15dB)를 가지는 LCS target에 대한 phantom 영상을 입수하였다.

2.3 Phantom 영상

초음파 영상을 얻기 위해, phantom 상단 표면과 초음파 probe 간의 음향 불일치를 줄이기 위해 phantom 표면 위에 커플링 젤 (coupling gel)을 충분히 바른 다. probe의 위치에 따른 효과를 제거하기 위해 사용된 선형 probe (linear probe)는 지그를 이용하여 고정하였다. 6가지의 LCS target (+15dB, +6dB, +3dB, -3dB, -6dB, -15dB)에 대해, 4가지 설정 변수인 TGC (최소, 중간, 최대), 이득(최소, 중간, 최대), 주파수(pen, res, gen), DR(40, 66, 92, 118, 144, 170 dB)를 변화하는 모든 조합에 대한 영상을 얻었다 (총 영상의 개수 $162=3(TGC)*3(이득)*3(주파수)*6(DR)$). 균일한 영상을 얻기 위해 초점 영역 (focal zone)은 초점의 개수를 한 개로 하고 그 초점을 target 안에 맞춘 후 8.5cm 깊이 (Depth)에서 영상을 획득하였다.

2.4 영상의 평가

Phantom LCS target에 대한 초음파 영상의 질은 영상의 배경에 대한 target의 grey scale 대조도(Contrast Ratio: CR)를 계산하여 평가하였다. 대조도 CR은 배경에 대한 픽셀의 평균 값 값(X_b)에 대한 target 영상의 평균 픽셀 값(X_t)의 비로 정의한다. LCS target 초음파 영상에서 X_t 와 X_b 를 계산하기 위해서는 target의 경계를 표시해야 한다. Figure 4는 전형적인 +15dB LCS target의 초음파 영상에 대해 target의 경계를 결정하는 방법을 도시하고 있다. 사용자가

target 영상의 가장 자리의 양쪽 부분을 마우스로 지정하면, 이를 통과하는 가상 원이 생성되고 target의 직경(R)이 계산된다. CR은 X_t 와 X_b 를 구하는 방법에 따라 값이 차이가 난다.

예를 들어 Gibson et al[4]은 X_t 를 target 반경 R의 70% 반경을 가지는 원주 픽셀들의 평균 값으로, X_b 는 target 중심에서 target 반경의 130%에 해당하는 반경의 원주 상에 위치하는 픽셀들의 평균값으로 정의하여 CR를 계산하고 LCS의 지표로 사용하였다.(Figure. 5-1)

Kang et al[6]은 X_t 를 target 반경 R의 70%인 가상 원의 내부에 위치하는 픽셀들의 평균 값으로, X_b 는 내부 반경이 target 반경의 130%를 가지며 면적이 X_t 를 구할 때 사용한 target 반경의 70%인 가상 원의 면적과 동일한 환 (ring) 내부에 위치하는 픽셀의 평균값으로 정의하였다.(Figure. 5-2) 본 연구에서는 반복 측정 시 CR의 표준 편차가 작은 Kang et al[6]의 방법을 사용하여 CR을 계산하고 이를 LCS의 지표로 삼았다.

정리하면 본 실험에서 사용한 LCS의 지수, 즉 영상의 대조도 CR은 식 (1)로 계산한다.

$$CR = \frac{X_t}{X_b}$$

(1)

여기서 X_t 는 target 영상의 평균 픽셀 값으로 target 반경 R의 70%인 원의 내부 픽셀들의 평균값이며, X_b 는 내부 반경이 R의 130%를 가지며 면적이 target 반경의 70%인 가상 원의 면적과 동일한 환 (ring) 내의 픽셀 평균값이다. CR 값은 Matlab (The Math works Inc., Natick, MA, USA) 환경에서 제작한 프로그램을 사용하여 계산하였다.



Figure 1. Ultrasonic scanner (SA-9000 PRIME, Medison, Korea) & 5-12 MHz Linear Probe used in the experiment.

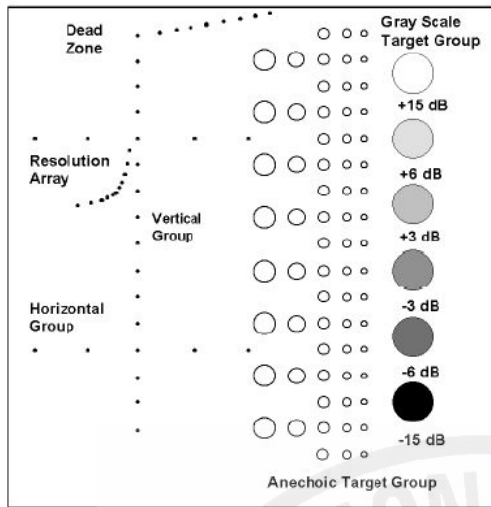
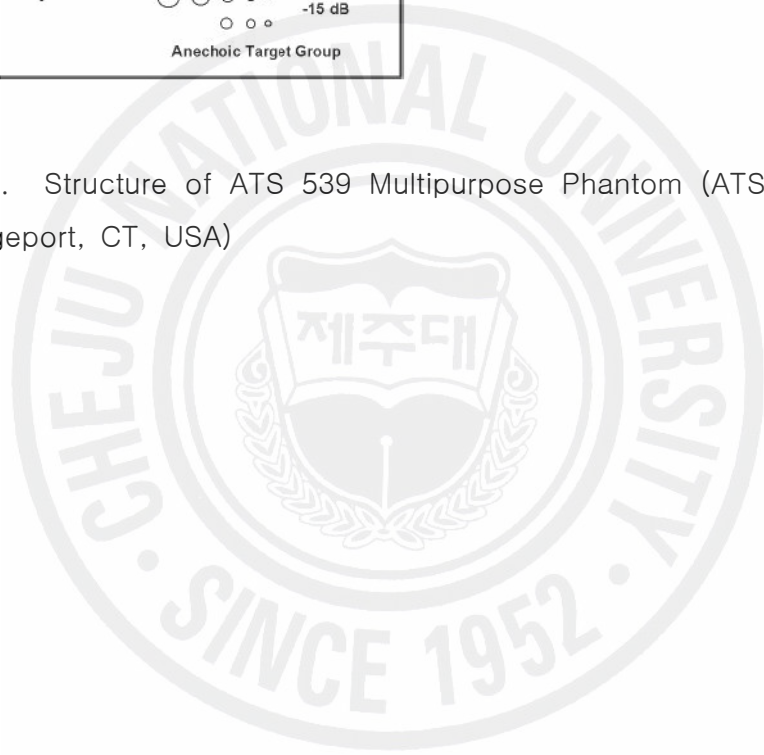
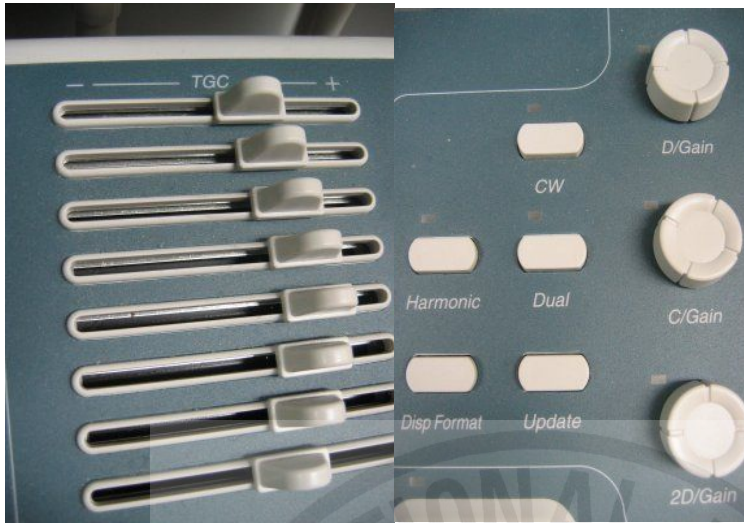


Figure 2. Structure of ATS 539 Multipurpose Phantom (ATS Laboratories Inc., Bridgeport, CT, USA)





3-1

3-2



3-3

3-4

Figure 3. Control panel

3-1. TGC. 3-2. Gain 3-3. Freq 3-4. DR on monitor. TGC curve adjusts receiving gains at a specific depth. 2D/Gain controls amplifications at all depths. Freq. has 3-mode (gen, pen, res). DR set to 94dB in this scanner, ranges from 40 to 170dB, controlling contrast of images.

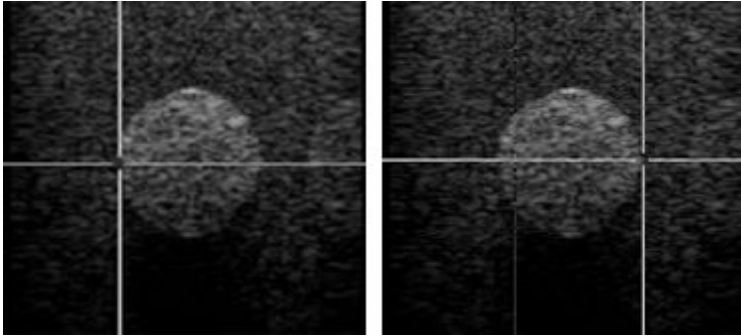
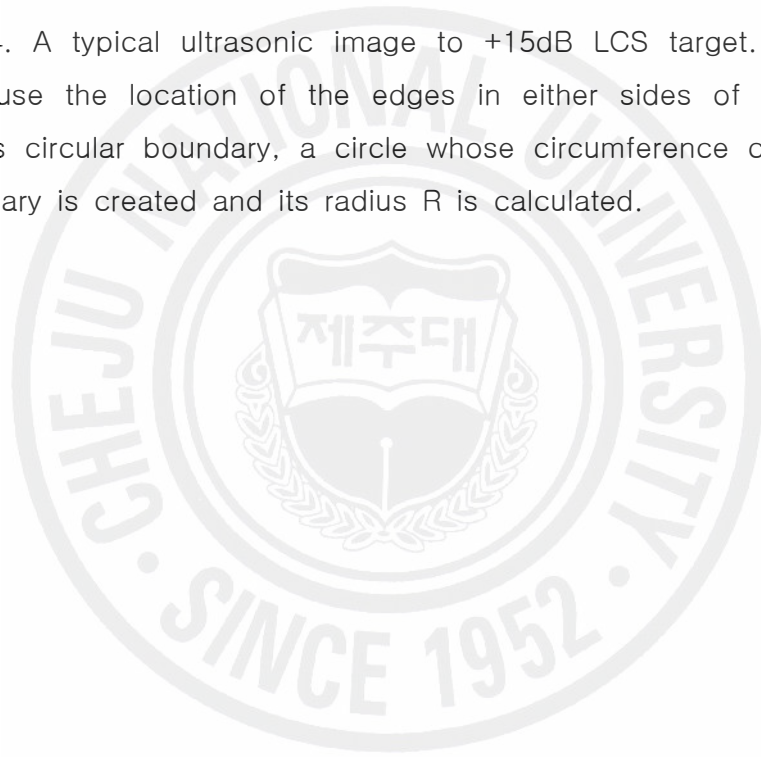


Figure 4. A typical ultrasonic image to +15dB LCS target. Pointing out using mouse the location of the edges in either sides of the target to identify its circular boundary, a circle whose circumference coincides with the boundary is created and its radius R is calculated.



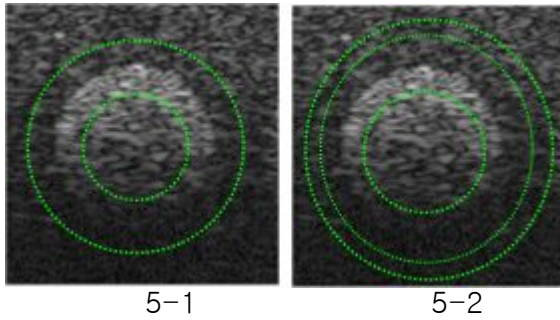


Figure 5. Methods to obtain mean pixel values of the target and background image

5-1 Gibson et al (2004) method [3] based on line integral for calculating X_t and X_b . 5-2 Kang et al (2006) method [6] where X_t is the mean pixel value of the inner circle whose radius is 70% of the circular target, X_b is the mean value of the pixels located in the ring which has the outer radius of 130% of the target circle and the inner radius determined by satisfying a condition that the annular area is the same as the area used for calculating X_t .

III. 결과

Figure 6은 초음파 진단기(SA-9000 PRIME, Medison, Korea)로 5-12 MHz Linear Probe를 사용하여 임상에서 초음파 검사를 시행할 때 사용되는 일반적인 조건인 DR 92dB, 주파수 pen모드, TGC 최대, 이득 최대에서 LCS target의 전형적인 영상이다. Figure 6의 각 초음파 영상에 대해 식 (1)을 이용하여 영상의 대조도 CR를 계산하여 LCS 값과 비교하면 Figure 7과 같다. Figure 7의 수평축은 실제 LCS target의 명목상의 LCS 값 (nominal / stated contrast ratio, (+15, +6, +3, -3, -6, -15dB), 수직축은 측정된 LCS target의 CR를 의미한다 (measured contrast ratio). 이하에서는 CR은 식 (1)을 이용하여 측정된 값을 LCS은 6가지 LCS target의 명목상의 CR 값 (+15, +6, +3, -3, -6, -15dB)을 의미한다. Figure 7 에서 실선은 target의 LCS 값 (nominal CR)을 의미한다. 그림에서 볼 수 있듯이 LCS의 절대 값이 클수록 CR과의 편차가 크게 나타났다. 즉 +15, -15dB인 LCS target에서 CR이 LCS와의 편차가 상대적으로 크다.

3.1 TGC 효과

임상에서 주로 사용되는 설정조건인 이득 최대, DR 92dB, 주파수 pen모드에서 TGC 설정변수를 달리 하였을 때 변화되는 각 LCS target의 초음파 영상에 대한 CR의 값을 도시하면 Figure 8과 같다. Figure 8에서 보여주듯이, TGC가 최소, 중간, 최대로 가면서 CR은 명목상의 LCS에 근접하게 나타났다. DR (40, 66, 118, 144, 170dB)을 달리 했을 때도 TGC가 최소, 중간, 최대로 가면서 측정된 대조도 값이 예상되는 참값에 근접하였고, 일반적인 설정 조건이 아닌 다른 조건 (이득 최소, 중간, 주파수 gen, res 모드)에서는 측정된 값이 Figure 8과는 달리 예상되는 참값과 더 멀었다.

3.2 이득 효과

임상에서 주로 사용되는 설정조건인 TGC 최대, DR 92dB, 주파수 pen모드에서 이득 설정변수를 달리 하였을 때 각 LCS target의 초음파 영상에 대한 CR의 값을 도시하면 Figure 9와 같다. Figure 9에서 보여 주듯이 크게 차이는 나지 않지만 이득이 최소일 때 보다 중간 또는 최대에서 측정된 CR의 값은 LCS 값과 유사하게 나타났다. 이것은 DR을 달리 했을 때도 같은 결과였다. 일반적인 설정조건이 아닌 다른 조건 (TGC 최소, 중간, 주파수 gen, res 모드)에서는 측정된 값이 Figure 9와는 달리 예상되는 참값과 더 멀었다.

3.3 주파수 효과

Figure 10은 각각 주파수 모드를 res, gen, pen 모드로 설정하면서, LCS target의 초음파 영상에 대한 CR의 값을 도시하면 그림과 같다. 이 경우 임상에서의 일반적인 설정 조건인 TGC를 최대, 이득을 최대, DR 92dB로 고정하였다. Figure 10에서 보여 주듯이 측정된 CR은 주파수 모드가 pen일 때 LCS와 가장 근사한 값을 보였고, gen, res 모드 순으로 LCS와 차이가 크게 나타났다. 이것은 DR을 달리 했을 때도 같은 결과였다. 일반적인 설정 조건이 아닌 다른 조건 (TGC 최소, 중간, 이득 최소, 중간)에서는 측정된 값이 Figure 10과는 달리 예상되는 참값과 더 멀었다.

3.4 DR 효과

DR 설정을 변화하면서 얻은 LCS target의 초음파 영상에 대한 CR 값의 변화는 Figure 11에 도시하고 있다. Figure 11-1는 LCS target이 -15, -6, -3dB일 때, Figure 11-2는 LCS target이 +15, +6, +3dB일 때의 경우를 보여 준다. 음의 값을 가지는 LCS target의 경우, Figure 11-1에서 보여주는 것처럼, 측정된 CR 값은 상대적으로 LCS와 가장 근접한 조건은 -15dB target에서 DR 40, 92dB일 때,

-6dB target에서는 40, 170dB일 때, -3dB target에서는 DR이 40, 92dB일 때로 나타났다. 양의 값을 가지는 LCS target의 경우, Figure 11-2에서 보여주는 것처럼, +3dB target에 대해서는 측정된 CR이 전 범위의 DR에서 비슷하게 LCS에 근접하였고, +6dB target은 DR이 170dB일 때를 제외하고 CR이 LCS와 모두 가까웠으며, +15dB target은 전체적으로 CR이 LCS와 큰 차이를 보이고 있다.



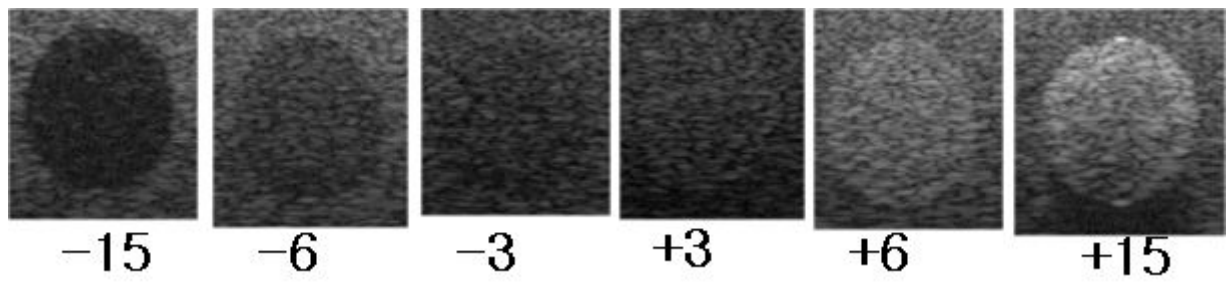
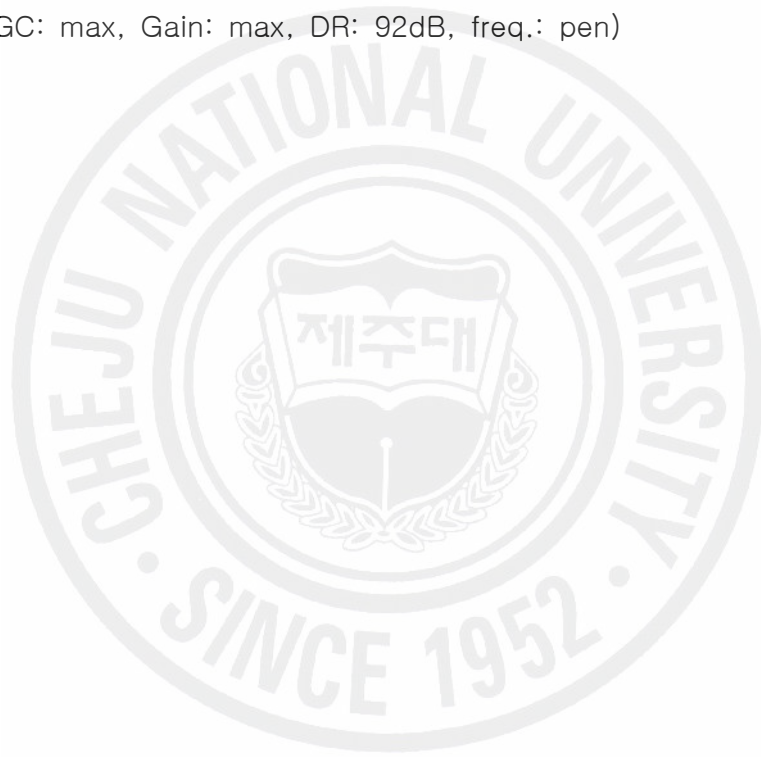


Figure 6. Ultrasonic images of all LCS targets obtained using an ultrasonic scanner (SA-9000 PRIME, Medison, Korea) with a typical clinical setting (TGC: max, Gain: max, DR: 92dB, freq.: pen)



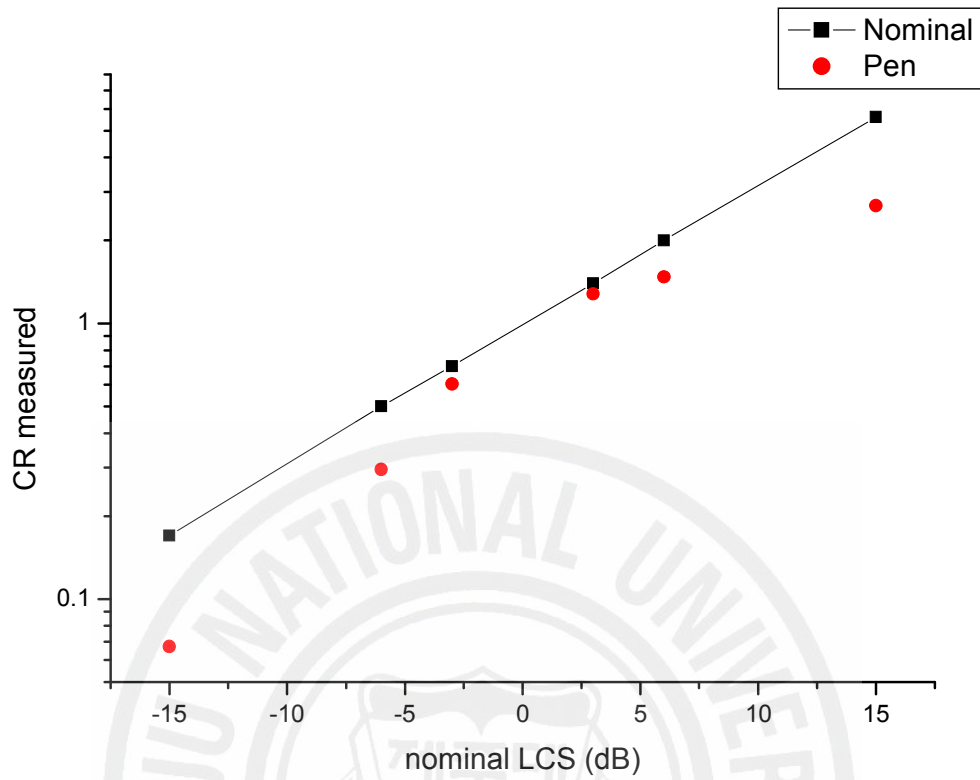


Figure 7. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for all LCS target ultrasonic images shown in Figure 6 – TGC: max, Gain: max, DR: 92dB, freq.: pen.

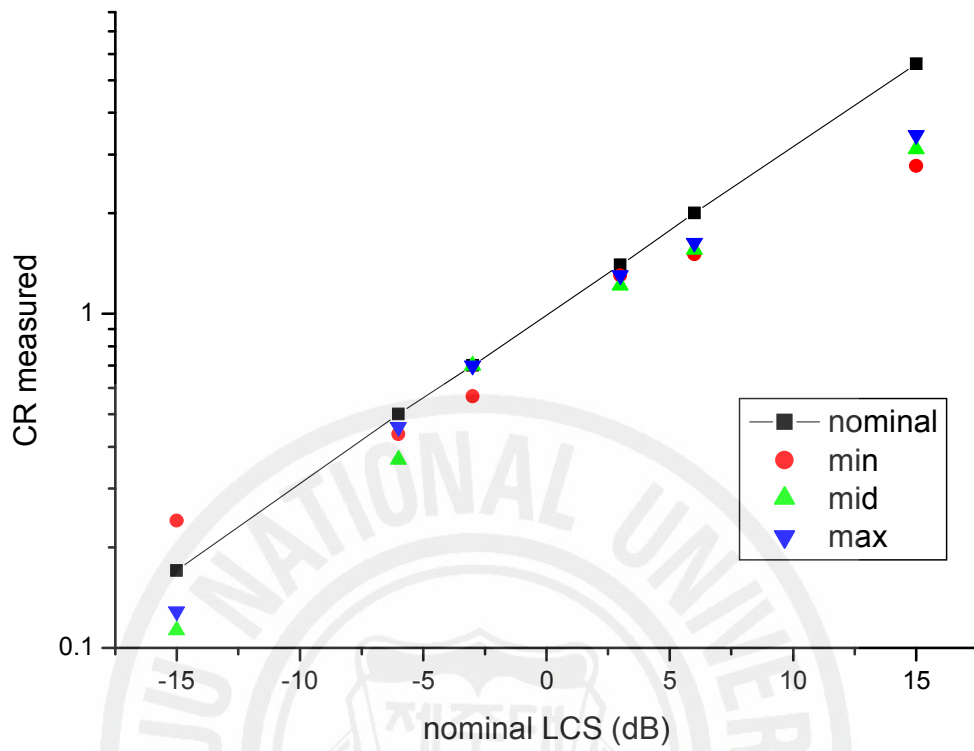


Figure 8. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the LCS target ultrasonic images obtained at the different settings of TGC (min, mid, max) – Gain: max , DR: 92dB, freq.: pen

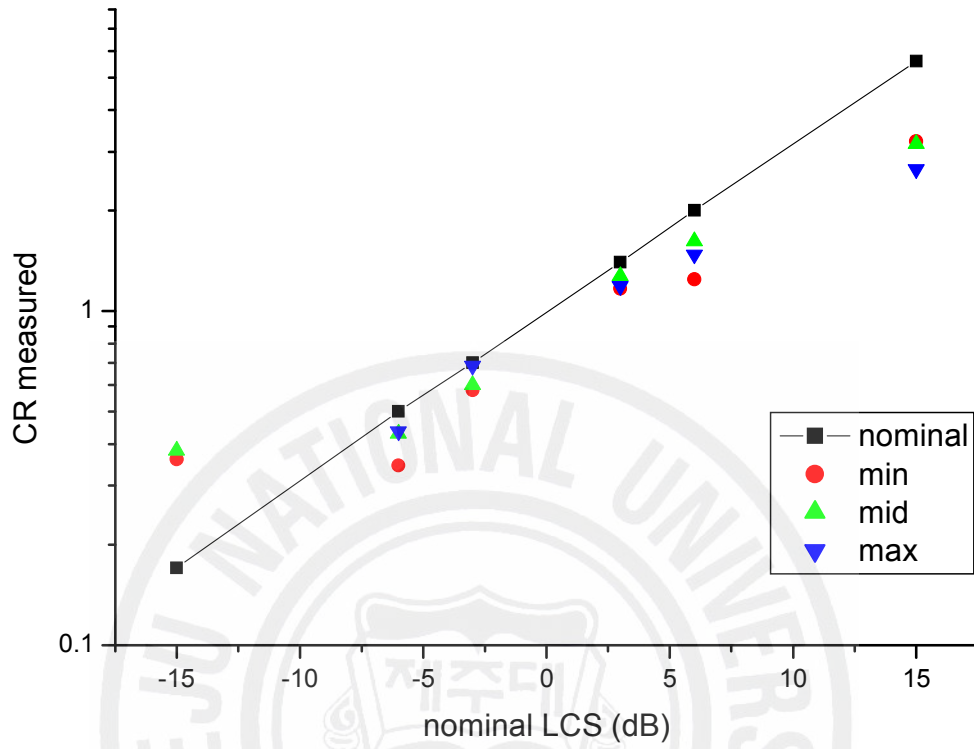


Figure 9. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the LCS target ultrasonic images obtained at the different settings of Gain (min, mid, max) – TGC: max , DR: 92dB, freq.: pen.

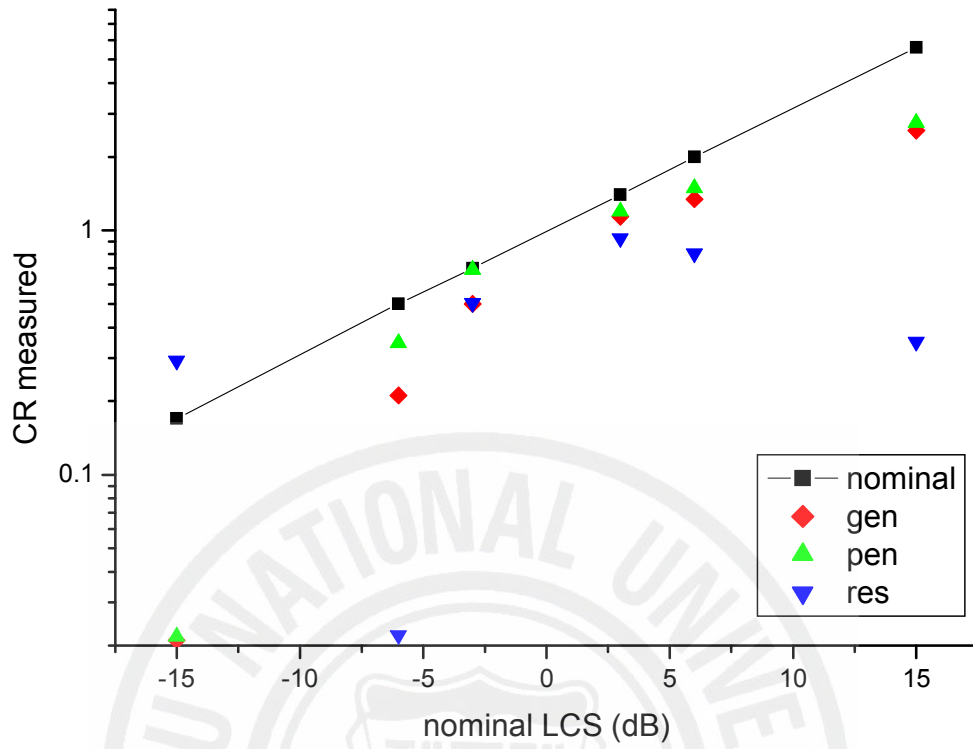


Figure 10. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the LCS target ultrasonic images obtained at the different frequency mode (res, gen, pen) – TGC: max, Gain: max, DR: 92dB.

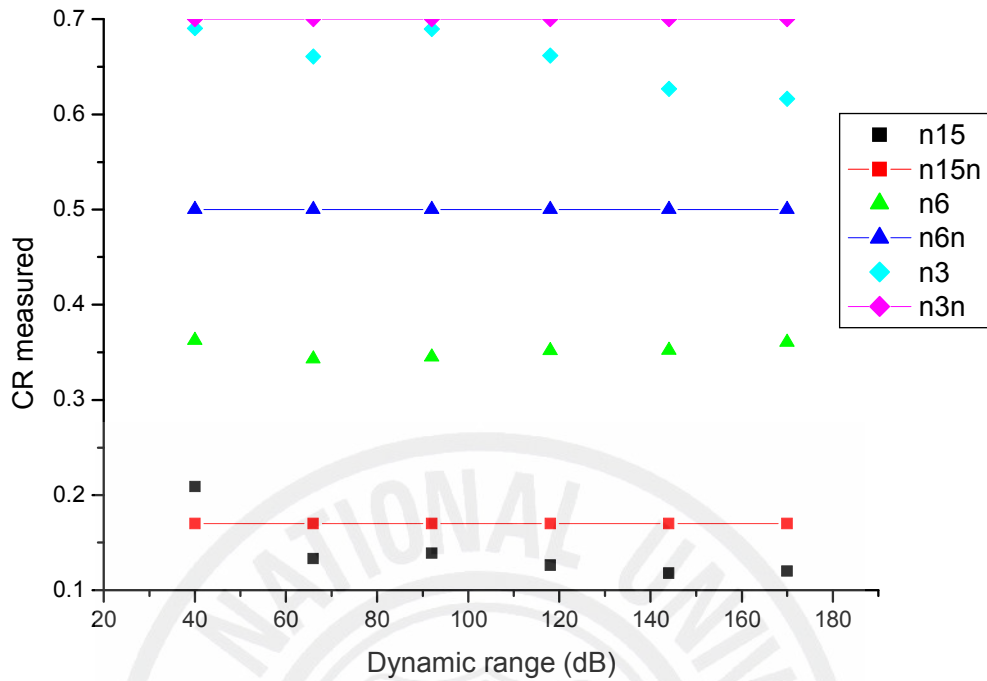
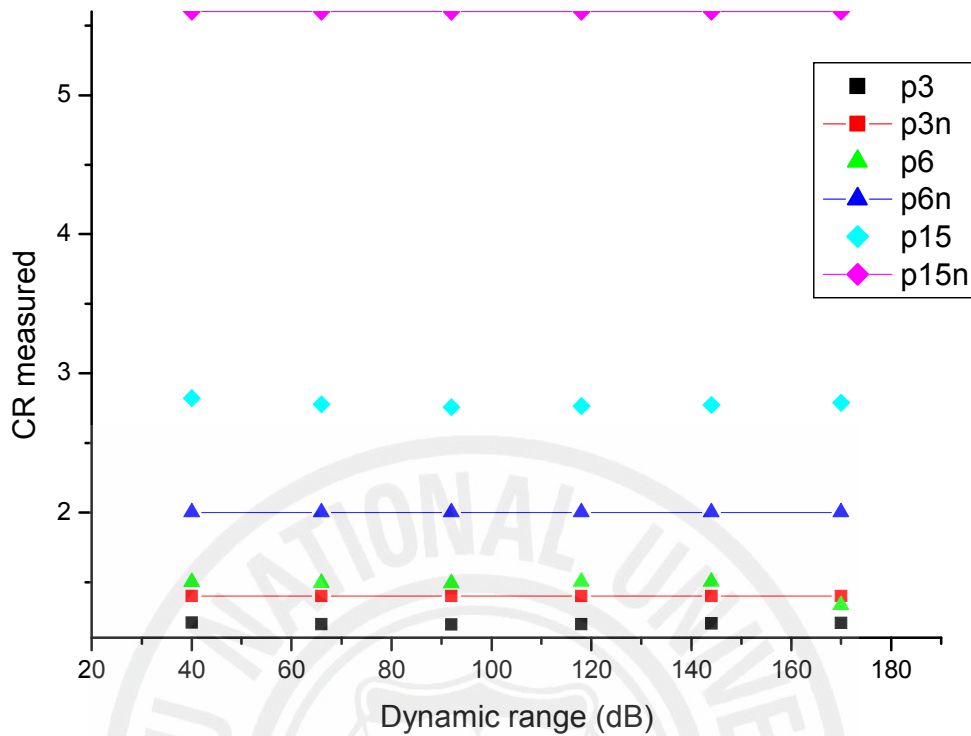


Figure 11. Contrast Ratio CR against dynamic ranges for LCS target ultrasonic images obtained with settings of TGC max, Gain max and Frequency mode pen.

11-1 negative LCS targets - n15, n6, n3 for CR measured on ultrasonic images of the target with LCS -15dB, -6dB, -3dB, respectively and n15n, n6n, n3n for the nominal LCS of -15dB, -6dB and -3dB respectively. 11-2 positive LCS targets - p15, p6, p3 for CR measured on ultrasonic images of the target with LCS 15dB, 6dB, 3dB, respectively and p15n, p6n, p3n for the nominal LCS of 15dB, 6dB and 3dB respectively.

- continued -



11-2

Figure 11. Contrast Ratio CR against dynamic ranges for LCS target ultrasonic images obtained with settings of TGC max, Gain max and Frequency mode pen.

11-1 negative LCS targets - n15, n6, n3 for CR measured on ultrasonic images of the target with LCS -15dB, -6dB, -3dB, respectively and n15n, n6n, n3n for the nominal LCS of -15dB, -6dB and -3dB respectively. 11-2 positive LCS targets - p15, p6, p3 for CR measured on ultrasonic images of the target with LCS 15dB, 6dB, 3dB, respectively and p15n, p6n, p3n for the nominal LCS of 15dB, 6dB and 3dB respectively.

IV. 토의

초음파 영상 기기의 TGC, 이득, 주파수는 사용자가 조절하기 쉽게 되어 있으며, 실제 임상에서 이 설정 변수들은 필요에 따라 쉽게 조절하여 사용한다. DR은 에코 강약의 범위를 결정하며 영상에 표시할 수 있는 흑백색조의 범위 내에 강한 신호에서 약한 신호까지 넓은 범위의 신호를 압축한다. 초음파 진단 시 DR을 지나치게 넓게 하면 noise가 나타나기 쉽게 된다.[7][8]. 그러나 전반적으로 여러 범위의 초음파 검사를 하는 특성 상 DR은 대체로 좁은 범위의 90dB 정도로 맞춰 사용토록 출시되고 있고 DR은 기계 조작 시 여러번의 과정을 필요로 하여 출시된 값에 맞춰 영상을 얻는 것이 일반적이다. 그러나 임상적으로 초음파 검사 시 일반적인 설정 조건 (TGC 최대, 이득 중간, DR 40dB, 주파수 pen 모드)에 대한 LCS target의 초음파 영상 (Figure. 12-1)과, CR과 LCS의 상관성 (Figure. 12-2)에서 볼 수 있듯이 측정된 CR의 값이 일반적인 설정 값에서 보다 크게 개선 (즉 명목상 LCS와 근접)된 것으로 확인할 수 있다. 이러한 결과는 임상에서 초음파 검사 시 기본 설정 값과 다르게 조정함으로써 주변부와의 대조도를 크게 할 수 있다는 것을 시사한다.

본 실험에서는 설정에 따른 영상의 질을 평가하기 위해, 초음파 영상의 QA에서 중요한 LCS 요소를 고려하였다. LCS는 초음파 phantom에서 target과 배경 영상의 대조도로 평가할 수 있다. 본 연구에서는 LCS target의 대조도 CR을 측정하여 명목상의 LCS와 비교하였다. 그러나 식 (1)에 의해 계산된 CR의 값과 실제로 초음파 시술자가 느끼는 대조도와는 차이가 있을 수 있다. Figure 13(1, 2, 3, 4, 5, 6)은 +15, +6, +3, -3, -6, -15dB 총 6개의 LCS target의 초음파 영상을 보여준다.(TGC 최대, 이득 중간, 주파수 pen 모드) 저자인 초음파 시술자에 의해 육안으로 관찰된 영상의 대조도는 측정된 CR과 정성적으로 일치함을 확인할 수 있었다. 그러나 실제로 초음파 영상의 대조도는 초음파 시술자 또는 방사선 의사마다 개인적인 차이가 있을 수 있다. 이에 대한 고려는 본 논문의 범위를 벗어나는 것으로 추후 별도의 연구가 요구된다.

초음파 phantom의 LCS +15, +6, +3dB target은 임상에서 고형성 병변 (낭종성

병변)과 유사하며, LCS target -3, -6, -15dB은 낭종성 병변 (cystic lesion)과 유사하다. 이러한 병변(Lesion)은 선형 배열형 probe로 검사하는 갑상선, 유방, 고환, 위장관 검사 시 발견할 수 있는 다양한 종괴 (mass)와 비슷하다. 초음파 영상에서 병변 부위를 진단할 때는 주변 부위와의 대조도 CR이 중요하다. 본 실험으로 얻은 결과는 초음파 영상에서 다양한 종괴 평가 시 적절한 영상 설정 변수 설정에 유용한 정보를 제공할 것으로 기대된다. 예를 들어 임상적으로 일반적인 설정인 DR 92dB (Figure. 6, 7) 보다는 40dB이 낭종성 병변 검사에 유리할 것으로 보인다.

본 실험에서 사용한 선형 배열형 probe는 곡면 배열형 probe보다 높은 주파수를 가지며, 표재성 장기를 관찰하기 위해 사용된다. 일반적으로 높은 주파수의 probe는 감약이 많아 해상력이 떨어진다. 참고로 본 실험 결과로 얻은 최적의 설정 조건 (DR 40dB, TGC 최대, 이득 중간)에서 주파수에 따른 CR 값을 도시하면 Figure 14와 같다. 그림에서 보여 주듯이 측정된 CR은 가장 낮은 주파수 모드 (pen)에서 LCS에 가장 근접함을 볼 수 있다. Figure 14에서 보여 주는 CR의 값은 예측할 수 있듯이 임상에서 일반적인 설정 조건 (DR 92dB, TGC 최대, 이득 최대)에서 보다 (Figure. 10 참조) CR이 전체적으로 LCS와 근접한다. 따라서 초음파 검사에서 종괴가 의심되는 부위에서 주파수 모드를 pen 모드로 설정하는 것이 좋을 것으로 예상된다.

Figure 15는 다발성 석회화를 포함한 낭종성 병변이 있는 갑상선 초음파 영상으로 TGC, 이득, 주파수 모드는 같은 설정에서 DR을 40dB일 때와 92dB를 비교한 영상이다. 40dB 영상은 92dB일 때보다 전체적인 영상의 대조도는 밝은 편이나 갑상선 안의 고형성 및 낭종성 종괴 등을 평가할 때는 92dB 보다 더 대조도가 큰 영상으로 종괴의 감별이 유리한 예이다. 임상에서 초음파 검사 시 초음파 시술자들은 의심되는 병변이 발견되면 TGC나 이득, 주파수 설정 뿐만 아니라 DR의 설정을 조절하여 개선된 초음파 영상을 얻을 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는 선형 배열형 probe에 대해 수행한 결과이다. 향후 곡면 배열형 probe를 포함한 제조사 별 초음파 진단기에 대한 비교 연구가 요구된다. 본 실험에서는 동일한 크기의 LCS target을 고려했는데 target의 크기에 따른 효과도 검증이 필요하다. 초음파 영상의 질을 평가하는 기준으로 본 연구에서는 LCS만

을 고려했지만, 향후 영상의 질을 평가하는 타 변수(예. 해상도)를 포함하는 추가적인 연구가 요구된다.



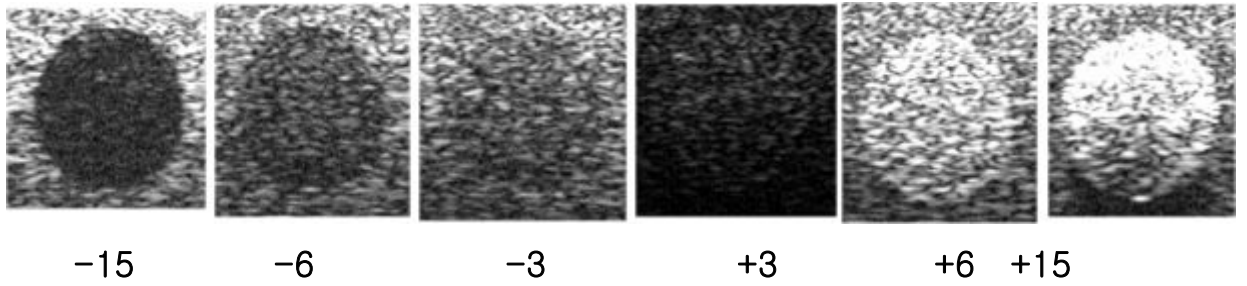


Figure 12-1 Ultrasonic images of the LCS targets obtained at settings of TGC max, Gain mid, DR 40dB, freq. pen. 12-2 Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the ultrasonic images shown in 12-1.

- continued -



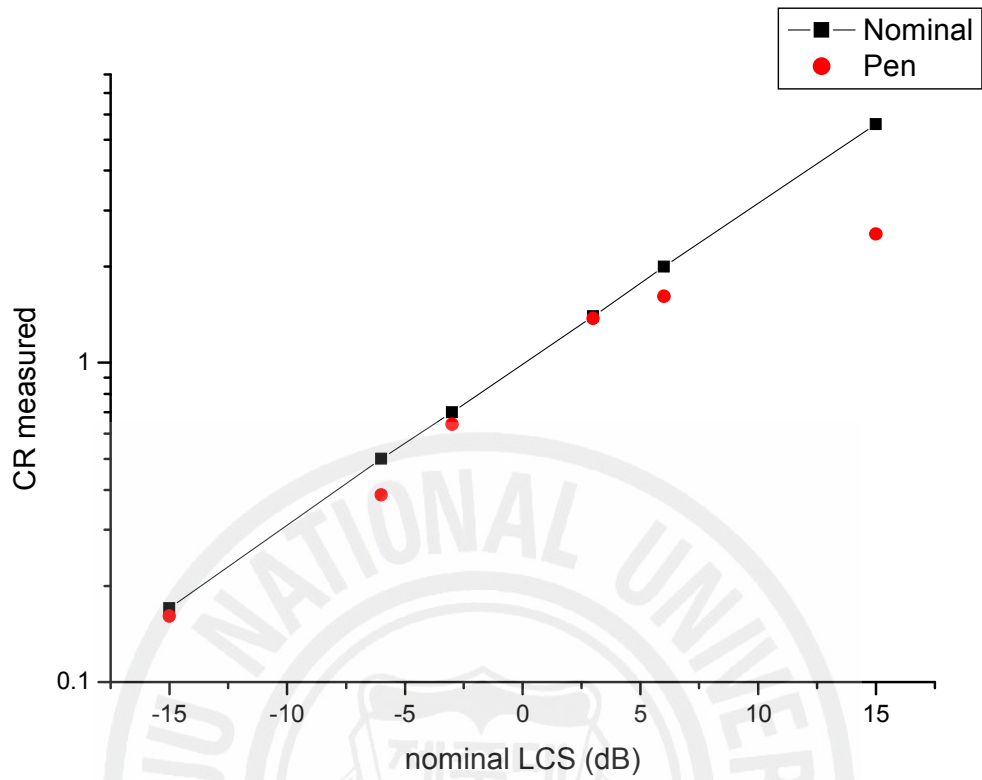
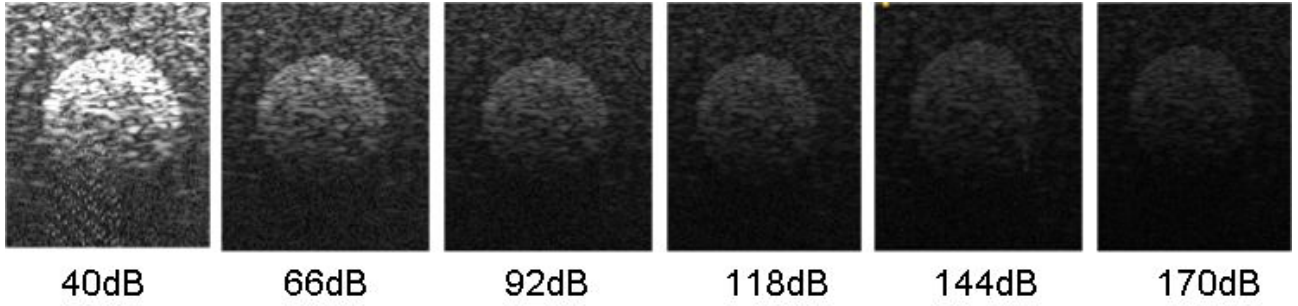
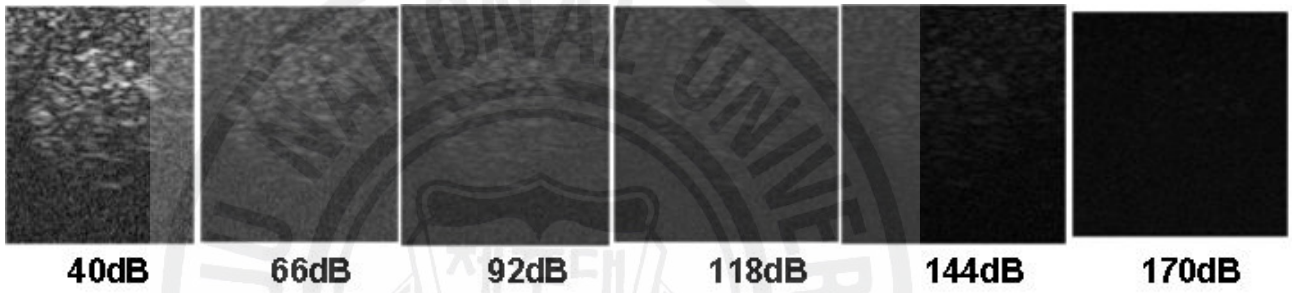


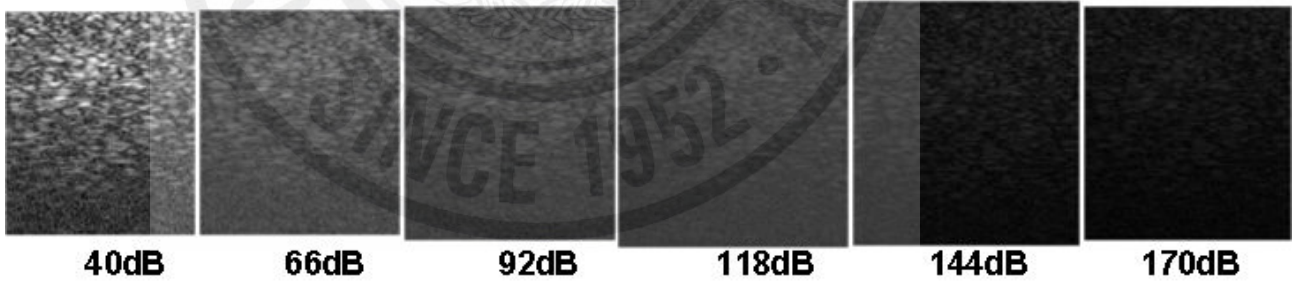
Figure 12-2 Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the ultrasonic images shown in 12-1.



13-1



13-2



13-3

- continued -

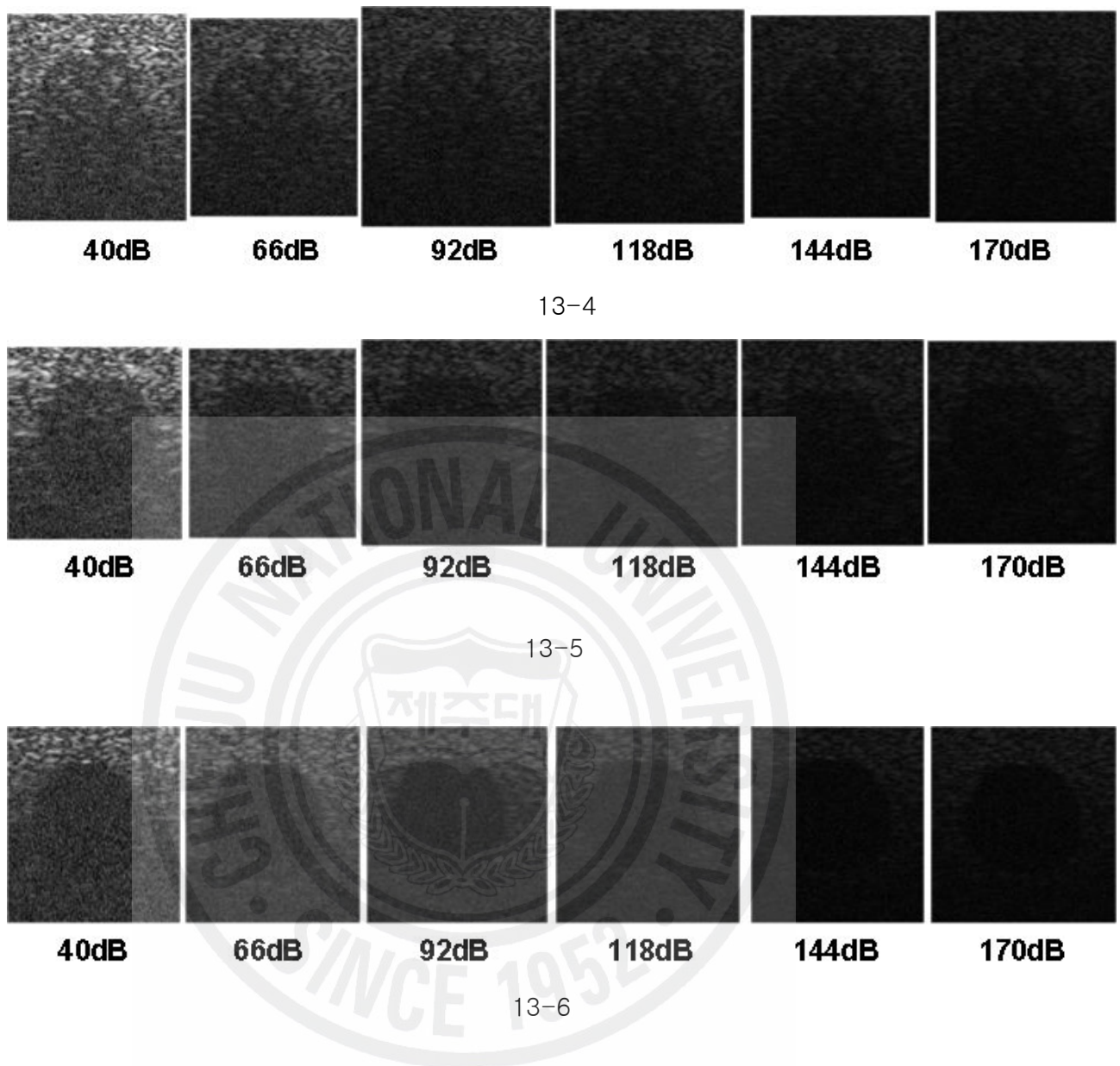


Figure 13. Ultrasonic images of the LCS targets as DR varies (TGC max, Gain mid, Freq. pen)
 13-1 +15dB, 13-2 +6dB, 13-3 +3dB, 13-4 -3dB, 13-5 -6dB, 13-6 -15dB.

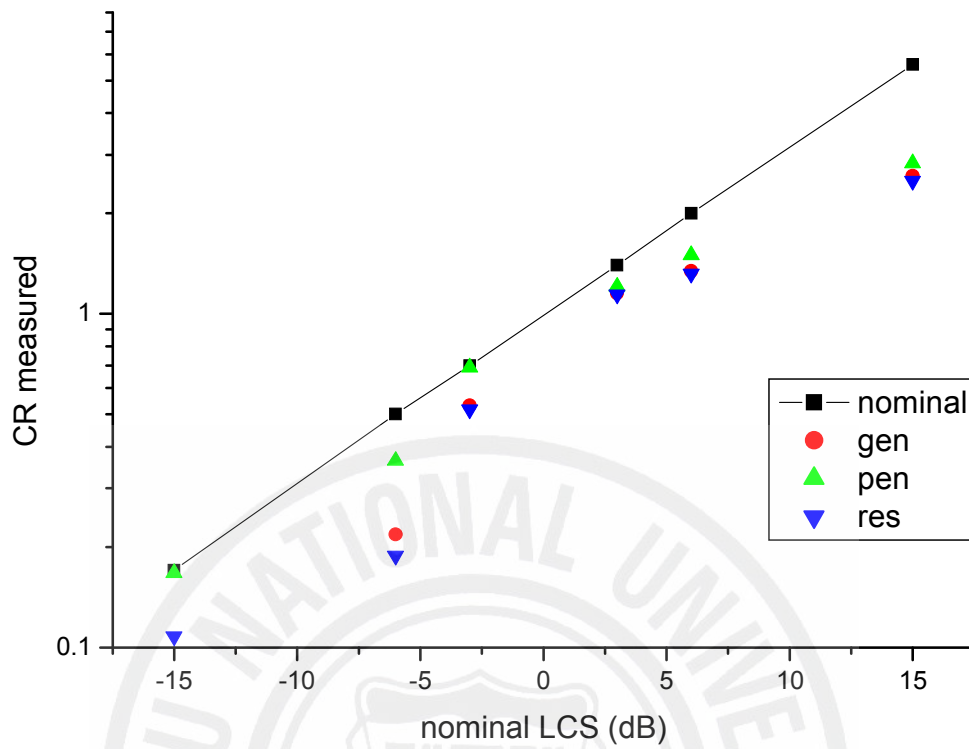


Figure 14. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the ultrasonic images obtained at the different setting of frequency modes (DR: 40dB, TGC: max, Gain: mid).

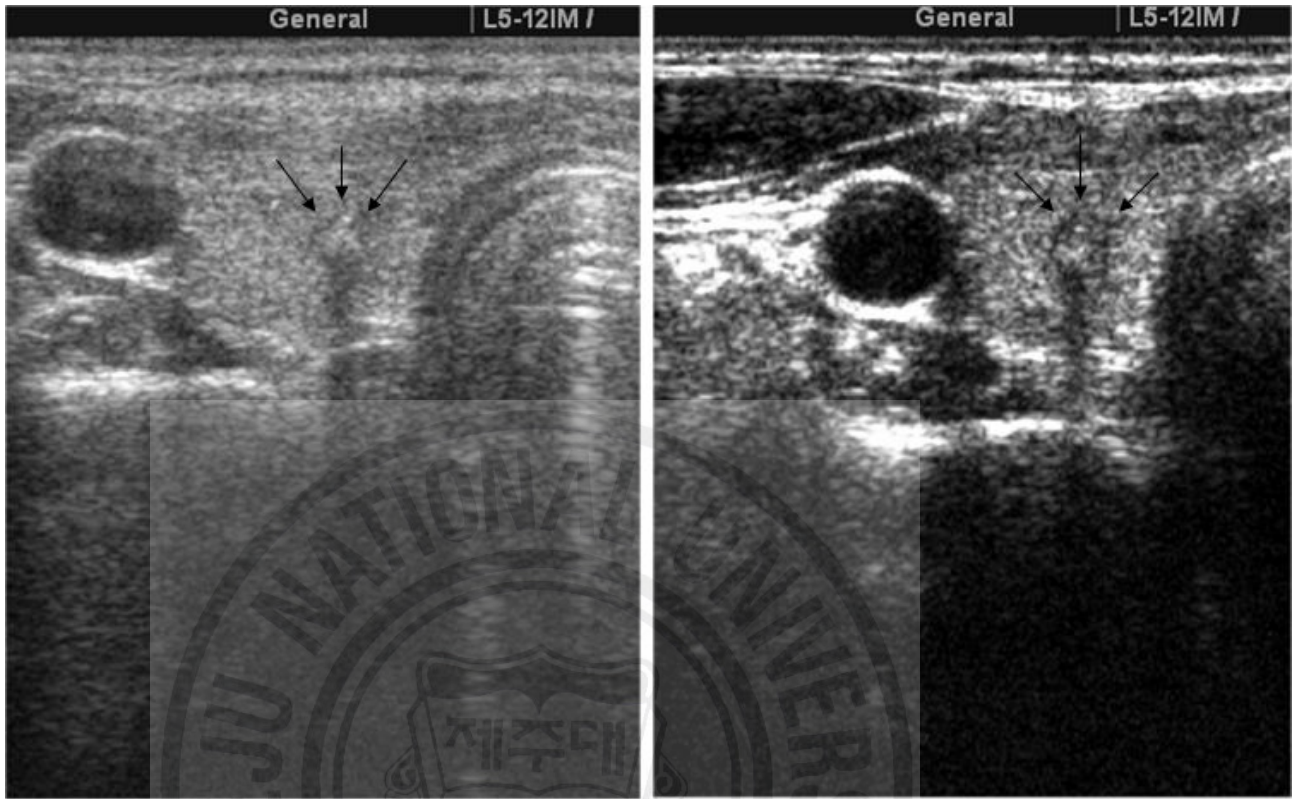


Figure 15. Thyroid ultrasonic image of cystic lesion with multiple calcifications (similar to solid lesion) (Left: DR 92dB, Right: DR 40dB) – TGC max, Gain max, Freq. pen.

V. 결론

Phantom의 LCS target 초음파 영상에 대해 TGC가 최대일 때, 이득이 중간에서 최대, 낮은 주파수 모드, DR 40dB 일 때 대조도 특성이 우수한 것으로 나타났다. 본 연구의 결과는 초음파 영상으로 표재성 장기의 병변을 진단할 때 초음파 진단기 설정 변수의 최적화를 위한 유용한 정보를 제공할 것으로 기대된다.



그림 목록 (List of Figures)

Figure 1. Ultrasonic scanner (SA-9000 PRIME, Medison, Korea) & 5-12 MHz Linear Probe used in the experiment

Figure 2. Structure of ATS 539 Multipurpose Phantom (ATS Laboratories Inc., Bridgeport, CT, USA)

Figure 3. Control panel

3-1. TGC. 3-2. Gain 3-3. Freq 3-4. DR on monitor. TGC curve adjusts receiving gains at a specific depth. 2D/Gain controls amplifications at all depths. Freq. has 3-mode (gen, pen, res). DR set to 94dB in this scanner, ranges from 40 to 170dB, controlling contrast of images.

Figure 4. A typical ultrasonic image to +15dB LCS target. Pointing out using mouse the location of the edges in either sides of the target to identify its circular boundary, a circle whose circumference coincides with the boundary is created and its radius R is calculated.

Figure 5. Methods to obtain mean pixel values of the target and background image

5-1 Gibson et al (2004) method [3] based on line integral for calculating X_t and X_b . 5-2 Kang et al (2006) method [6] where X_t is the mean pixel value of the inner circle whose radius is 70% of the circular target, X_b is the mean value of the pixels located in the ring which has the outer radius of 130% of the target circle and the inner radius determined by satisfying a condition that the annular area is the same as the area used for calculating X_t .

Figure 6. Ultrasonic images of all LCS targets obtained using an

ultrasonic scanner (SA-9000 PRIME, Medison, Korea) with a typical clinical setting (TGC: max, Gain: max, DR: 92dB, freq.: pen)

Figure 7. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for all LCS target ultrasonic images shown in Figure 6 – TGC: max, Gain: max, DR: 92dB, freq.: pen.

Figure 8. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the LCS target ultrasonic images obtained at the different settings of TGC (min, mid, max) – Gain: max , DR: 92dB, freq.: pen

Figure 9. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the LCS target ultrasonic images obtained at the different settings of Gain (min, mid, max) – TGC: max , DR: 92dB, freq.: pen.

Figure 10. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the LCS target ultrasonic images obtained at the different frequency mode (res, gen, pen) – TGC: max, Gain: max, DR: 92dB.

Figure 11. Contrast Ratio CR against dynamic ranges for LCS target ultrasonic images obtained with settings of TGC max, Gain max and Frequency mode pen.

11-1 negative LCS targets – n15, n6, n3 for CR measured on ultrasonic images of the target with LCS -15dB, -6dB, -3dB, respectively and n15n, n6n, n3n for the nominal LCS of -15dB, -6dB and -3dB respectively. 11-2 positive LCS targets – p15, p6, p3 for CR measured on ultrasonic images of the target with LCS 15dB, 6dB, 3dB, respectively and p15n, p6n, p3n for the nominal LCS of 15dB, 6dB and 3dB respectively.

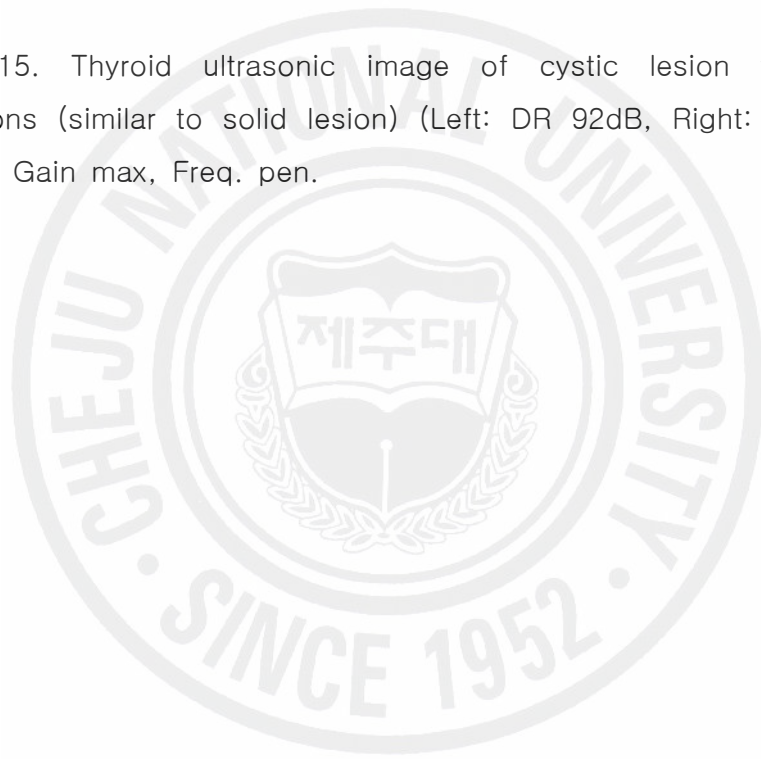
Figure 12-1 Ultrasonic images of the LCS targets obtained at settings of TGC max, Gain mid, DR 40dB, freq. pen. 12-2 Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the ultrasonic images shown in 12-1.

Figure 13. Ultrasonic images of the LCS targets as DR varies (TGC max, Gain mid, Freq. pen)

13-1 +15dB, 13-2 +6dB, 13-3 +3dB, 13-4 -3dB, 13-5 -6dB, 13-6 -15dB.

Figure 14. Contrast Ratio CR measured against nominal LCS for the ultrasonic images obtained at the different setting of frequency modes (DR: 40dB, TGC: max, Gain: mid).

Figure 15. Thyroid ultrasonic image of cystic lesion with multiple calcifications (similar to solid lesion) (Left: DR 92dB, Right: DR 40dB) – TGC max, Gain max, Freq. pen.



참고문헌

1. Renvez G, Williams LJ, Dudley NJ, Gibson NM, The effect of scanner optimisation settings on test object images, Annual scientific meeting, 2004, 8-9th
2. Thaddeus Wilson, James Zagzebski and Yadong Li., A test phantom for estimating changes in the effective frequency of an ultrasonic scanner, *Ultrasound med.* 2002, 21: 937-945
3. Jacinta E. Browne, Amanda J. Watson, Nicholas M. Gibson, Nicholas J. Dudely and Alex T. Elliott, Objective measurements of image quality, *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2004, 30: 229-237
4. Nicholas MG, Nicholas JD, Kate G., A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound, *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2001, 12: 1697-1711
5. Williams LJ, Renvez G, Dudley NJ, Gibson NM, Reproducibility of an automated ultrasound QC system, Annual scientific meeting, 2004, 8-9th
6. GS Kang, CA Kim, MJ Choi et al., An improved method for quantifying the low contrast sensitivity on B-mode ultrasound phantom images, WESPAC IX, 2006
7. Peter Fish, Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound, John Wiley & Sons, 1990, chap2, 17-19, chap5, 57-64, chap13, 172
8. James Zagzebski, Essentials of ultrasound, Mosby, 1996, chap3, 54-55

9. Wayne Hedrick, David Hykes, Dale Starchman, Ultrasound physics and instrumentation, Mosby, 1995, 24-315

10. Thomas Szabo, Diagnostic ultrasound imaging: inside out, Elsevier, 2004, chap8, 234



영문 요약

Setting parameters of ultrasonic scanners influence the quality of ultrasonic images. In order to obtain optimized images sonographers need to understand the effects of the setting parameters on ultrasonic images. The present study considered typical four parameters including TGC (Time Gain Control), Gain, Frequency, DR (Dynamic range). LCS (Low Contrast Sensitivity) was chosen to quantitatively compare the quality of the images. In the present experiment LCS targets of a standard ultrasonic test phantom (539, ATS, USA) were imaged using a clinical ultrasonic scanner(SA-9000 PRIME, Medison, Korea). Altering the settings in the parameters of the ultrasonic scanner, 6 LCS target images(+15dB, +6dB, +3dB, -3dB, -6dB, -15dB) to each setting were obtained, and their LCS (ie, contrast ratio) values were calculated. The results show that the contrast ratio (measured LCS) was high at the max setting in TGC, mid to max in Gain and pen mode in Frequency and 40-66dB in DR. Images with the best in the measured LCS were obtained at the setting of DR 40dB. It is expected that the results will be of use in setting the parameters when ultrasonically examining masses often clinically found in either solid lesion (similar to +15, +6, +3dB targets) or cystic lesion (similar to -15, -6, -3dB targets).

Key words: ultrasonography, setting parameters, DR(Dynamic Range), LCS(Low Contrast Sensitivity), Contrast Ratio, solid lesion, cystic lesion

감사의 글

풍성한 가을에 든든한 곡식을 수확한 농부의 마음이 무엇인지 조금은 알 듯 합니다. 그 과정은 힘들고 어렵지만 많은 관심과 사랑 그리고 격려로서 도움을 주신 많은 분들이 계셨기에 작지만 하나의 결실을 이룬 듯 하여 감사의 글로써 그 마음을 전하고자 합니다.

그동안 학위 과정 시작부터 지금까지 성심껏 지도해 주신 최민주 교수님의 관심과 큰 가르침에 감사를 드립니다. 또한 같이 실험을 하면서 연구에 정진할 수 있도록 격려와 조언을 아끼지 않으셨던 제주한라대학 방사선과 이경성 교수님, 프로소닉(주) 강관석 선생님께 감사를 말씀을 올립니다. 그리고 연구에 정진할 수 있도록 끊임없는 관심과 조언을 해주신 수의과 대학 박전홍 교수님, 전기전자 공학부 이광만 교수님, 해양과학대학의 팽동국 교수님께 감사의 말씀을 올리며 바쁘신 중에도 본 논문을 심사해 주신 수의과대학의 박전홍 교수님, 제주대학병원 영상의학과 최국명 교수님 그리고 최민주 교수님께 감사를 드립니다.

매주마다 큰 힘과 격려 그리고 조언을 해주셨던 의공학 협동과정의 홍인실 선생님, 안지레디 선생님, 문상돈 선생님, 김상희 선생님, 박경규 선생님, 남권호 선생님, 김영석 선생님, 강학성 선생님, 조성찬 선생님, 해양 정보 시스템 연구실의 복태훈 선생님께 깊은 감사의 말씀과 앞으로 좋은 결과가 나오시기를 진심으로 기원하는 바입니다.

끝으로 늦게 시작한 학위과정을 격려로 보듬어 주신 아버지 양계탁 화백님, 어머니 강승자, 여동생 양희숙과 제부인 성세근, 조카 성유림, 그리고 컴퓨터의 활용에 아낌없는 많은 도움을 준 막내동생 양정욱에게 깊은 감사와 사랑의 마음을 전하며 이 논문을 바칩니다.